

Comparación de Dispositivos para la Adquisición de Señales de Acelerometría en Extremidades Superiores para la Caracterización del Temblor Parkinsoniano

A. Salgado López^{1*}, A. Carmona Almazán¹, G. Dorantes-Méndez¹, A. R. Mejía-Rodríguez¹

¹Facultad de Ciencias, Universidad Autónoma de San Luis Potosí, San Luis Potosí, México.

**alvaro.salgado.lopez@gmail.com*

Abstract— Tremor is the most common motor disorder of Parkinson's disease (PD). Since accelerometry analysis can help determining the frequency, amplitude, and occurrence of tremor. We compared accelerometry (ACC) acquisitions from two devices to assess Parkinsonian Tremor in upper limbs. The first one, is designed in this work and it is based on an ACC wrist movement acquisition, the second one was designed previously, which is placed on the finger for ACC acquisition. The wrist band device designed in this work is a prototype made with easy access and low-cost components. ACC signals were acquired from 3 healthy volunteers placing our devices on wrist and on the index finger while performing specific maneuvers that enhance the presence of tremor in the upper limbs. The results suggest that ACC signals from both devices are comparable, considering a correlation coefficient of 0.9953, despite the ACC sensors were placed in different sections of the upper limbs.

Palabras clave— Acelerometría, Análisis de Temblor, Dispositivos corporales, Enfermedad de Parkinson.

I. INTRODUCCIÓN

La Enfermedad de Parkinson (EP) junto con el Temblor Esencial (TE) son por mucho los trastornos del movimiento más frecuentes presentes en extremidades superiores de la población adulta [1]. Aproximadamente 6.1 millones de individuos alrededor del mundo tenían EP en 2016; 2.4 veces más que en 1990, y una de las razones del aumento de la prevalencia de EP es la dificultad de tener un diagnóstico certero de la enfermedad, el cual tiene gran importancia ya que se ha reportado que la tasa de diagnóstico erróneo para EP y TE es superior al 25% [1], [2].

El Temblor Parkinsoniano (TP) es el tipo más común de parkinsonismo, término que hace referencia a un grupo de desórdenes neurológicos asociados a problemas de movimiento de la EP, tales como temblor, rigidez y lentitud. El TP generalmente es unilateral y suele oscilar en frecuencias de entre 3 Hz a 7 Hz, y se describe como un movimiento rápido hacia adelante y hacia atrás de un segmento del cuerpo cuando la persona se encuentra en reposo [3],[4]. Por otro lado, el TE es un temblor simétrico con un rango en frecuencias de 4 Hz a 12 Hz que raramente es observado en reposo y no se presenta con ningún otro signo parkinsoniano [4]. La caracterización de TP y TE es de suma importancia ya que su tratamiento depende de la etiología específica de cada temblor, además podría ayudar al

diagnóstico de la EP pues actualmente no existe un método estándar para la diferenciación del tipo de temblor, por lo que el diagnóstico depende completamente de la experiencia del médico que lo realiza [5].

Debido a la falta de un diagnóstico diferencial confiable entre TP y TE, distintos métodos para cuantificar la amplitud y frecuencia del temblor han sido propuestos; siendo uno de ellos mediante el uso de acelerómetros triaxiales, capaces de medir las aceleraciones dinámicas y estáticas de dichos temblores. La medición de señales de acelerometría (ACC) es una herramienta confiable, con amplia disponibilidad, implementación sencilla y no invasiva que puede brindar información de gran utilidad sobre la ocurrencia, amplitud y frecuencia de cada temblor [6], [7].

Anteriormente, el equipo de trabajo ha propuesto una serie de dispositivos capaces de adquirir simultáneamente señales de ACC, obteniendo resultados prometedores al poder caracterizar el TP, utilizando índices en el dominio de la frecuencia, entropía aproximada y análisis de fluctuaciones sin tendencia, durante la realización de protocolos clínicos con maniobras sencillas y de corta duración, lo que podría ayudar para una diferenciación entre ambos temblores [8]–[10]. Los dispositivos de adquisición implementados se colocan en el dorso de la mano o en la punta del dedo índice, lo cual dificulta el diseño del dispositivo ya que debe tener un tamaño muy reducido debido a las dimensiones del dedo, además de que debe ser de un peso muy bajo ya que puede provocar incomodidad en el sujeto durante la adquisición de las señales.

Por esa razón, en este trabajo se presenta a manera de prueba de concepto un dispositivo inalámbrico para la adquisición de señales de ACC, que se coloca en la muñeca, permitiendo una mayor flexibilidad en el diseño, ya que el área de trabajo en la muñeca es considerablemente mayor a la que se tiene en el dedo, además, mejora considerablemente la comodidad al usarlo por periodos largos de tiempo debido a la ergonomía del dispositivo. En consecuencia, la intención del presente trabajo es evaluar y comparar las señales de ACC obtenidas en el dedo y en la muñeca al realizar movimientos específicos en extremidades superiores.

II. METODOLOGÍA

A. Diseño del dispositivo

El dispositivo fue pensado para adquirir las señales de ACC y enviarlas a una computadora inalámbricamente mediante un protocolo de comunicación Bluetooth. Adicionalmente, el dispositivo debe de ser compacto para permitir realizar movimiento en extremidades superiores sin restricciones, por lo cual únicamente se utilizaron tres componentes: un sensor triaxial de acelerometría, un microcontrolador con módulo Bluetooth y fuente de alimentación DC.

- 1) *Sensor de acelerometría:* Se seleccionó el módulo MPU6050 ya que es sencillo de utilizar y programar, tiene una amplia disponibilidad en la región y un precio accesible. El módulo puede adquirir las señales de los tres ejes de forma simultánea y permite programar la salida del acelerómetro con una resolución de hasta ± 16 g ($1 \text{ g} = 9.81 \text{ m/s}^2$) [11]. En este caso se seleccionó un rango de ± 4 g para evitar la saturación de las señales de ACC.
- 2) *Microcontrolador con Bluetooth:* Se utilizó una tarjeta de desarrollo ESP32-DEVKITV1 (ESP32) que cuenta con un procesador ESP-WROOM-32 con módulo Bluetooth integrado. Debido a su gran potencia que permite ejecutar tareas mucho más rápido que otras tarjetas de desarrollo, e.g. Arduino UNO, además cuenta con un precio muy accesible, ya que se encuentra por debajo de \$10 USD. El ESP32 se programó para la adquisición y envío de las señales mediante el software de código abierto de Arduino.
- 3) *Fuente de alimentación:* El dispositivo se alimenta mediante una batería recargable de polímero de iones de litio (LiPo) con capacidad de 650 mAh que suministra 3.7 V, la cual se conecta al módulo de carga TP4056.

El dispositivo se ensambló entre las dos hileras de pines con las que cuenta el ESP32 como se observa en la Fig. 1a, lo cual permitió utilizar una correa de reloj tipo NATO para sujetar el dispositivo a la muñeca como se aprecia en la Fig. 1b, facilitando su colocación y en consecuencia se tiene un dispositivo cómodo ya que simula un reloj de pulso.

B. Protocolo experimental

Para probar el funcionamiento del prototipo propuesto, se colocó en la muñeca del brazo no dominante y se realizaron maniobras específicas que resaltan la presencia de temblor en las extremidades superiores de un protocolo clínico establecido en [8]. Las maniobras utilizadas fueron:

- 1) Control (C). En esta etapa el sujeto permanece en reposo sentado, con las palmas de las manos descansando sobre sus muslos durante 30 segundos.
- 2) Brazo Derecho Extendido (DE). El sujeto extiende el brazo derecho formando un ángulo de 90° con el

torso y la palma de la mano hacia arriba durante 30 segundos.

- 3) Brazo Derecho Dedo a Nariz (DDN). El sujeto pasa de DE a tocar la punta de su nariz alternadamente a una frecuencia de 1.5 Hz durante 30 segundos.
- 4) Brazo Derecho Índice a Pulgar (DIP). El sujeto se coloca en DE y realiza flexión y extensión de los dedos índice y pulgar, tocando repetidamente las puntas de ambos dedos a una frecuencia de 4 Hz por 30 segundos.
- 5) Brazo Izquierdo Extendido (IE). El sujeto realiza con el brazo izquierdo la misma maniobra que en punto 2.
- 6) Brazo Izquierdo Dedo a Nariz (IDN). El sujeto realiza con el brazo izquierdo la acción del punto 3.
- 7) Brazo Izquierdo Índice a Pulgar (IIP). El sujeto repite con el brazo izquierdo la acción realizada en el punto 4.
- 8) Recuperación. El sujeto regresa a la posición C durante 30 segundos.

Entre cada maniobra se realizó un periodo de relajación en la posición C por 10 segundos, por lo que el protocolo tiene una duración total de 4 minutos y 50 segundos. Para poder establecer la comparación de las señales adquiridas en la muñeca, el protocolo arriba mencionado fue realizado de manera simultánea con otro dispositivo realizado por el equipo de investigación, el cual se puede observar en la Fig. 1c. Este dispositivo con forma de dedal se coloca en los dedos índice de ambas manos como lo ejemplifica la Fig. 1d. Este instrumento está conformado por un sensor de ACC de tres ejes, es alimentado por una batería de LiPo de 3.7V, usa un microcontrolador ESP-WROOM-32 que envía las señales adquiridas vía WiFi a una computadora. El protocolo de adquisición de señales se realizó con ambos dispositivos en 3 voluntarios sanos (3 hombres con edades entre 21 y 27 años) para poder realizar la comparación entre adquisiciones de señales de ACC.

C. Comparación de Señales

Para cuantificar el grado de similitud entre las señales, se optó por el método de la correlación cruzada normalizada $[0,1]$ (1).

$$\rho_{xy}(l) = \frac{r_{xy}(l)}{\sqrt{r_{xx}(0)r_{yy}(0)}} \quad (1)$$

donde $-N < l < N$, N es la longitud de las señales, $r_{xy}(l)$ es la correlación que resulta del producto escalar entre una señal con la otra desplazada en un retardo l , y $r_{xx}(0)$, $r_{yy}(0)$ son el valor de la autocorrelación de cada una de las señales sin estar desplazadas ($l=0$) [12]. Las señales serán muy similares entre sí si el valor máximo de $\rho_{xy}(l)$ es cercano a 1, donde l indicará si éste se da en cierto desfase de la señal (izquierda si $l < 0$, derecha si $l > 0$) o si se encuentra con las señales en su estado original ($l=0$). Si el valor máximo de $\rho_{xy}(l)$ es cercano a 0, querrá decir que no existe correlación entre las señales.

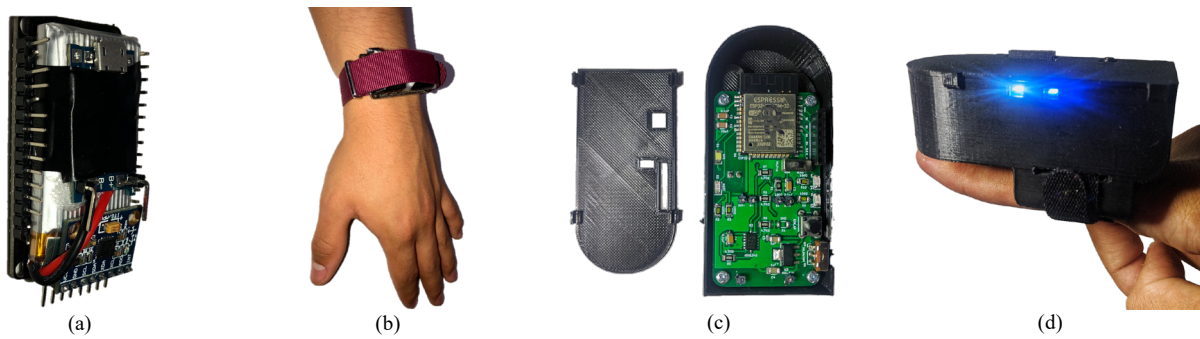


Fig. 1. Diseño del dispositivo colocado en la muñeca (a) Colocación del dispositivo en la muñeca (b) Diseño del dispositivo colocado en el dedo (c) Colocación del dispositivo en el dedo (d).

Se utilizó también el espectrograma de la señal (P_E , es decir, una representación tiempo-frecuencia de la magnitud al cuadrado de la Transformada de Fourier de Corto Tiempo (STFT, por sus siglas en inglés) [13]. El espectrograma está definido por (2):

$$P_E(t, \omega) = \left| \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int e^{-j\omega\tau} w(\tau-t)s(\tau) d\tau \right|^2 \quad (2)$$

donde s es la señal ω es la frecuencia, t es el tiempo y $w(t)$ es una función de ventana centrada en el tiempo t .

III. RESULTADOS

El dispositivo propuesto resultó funcional, compacto, fácil colocar y cómodo ya que al ser inalámbrico se pudo sujetar por medio de una correa de reloj de tipo NATO, lo cual permite adaptar el dispositivo a diferentes medidas de muñeca y que el sujeto realice las maniobras del protocolo adecuadamente.

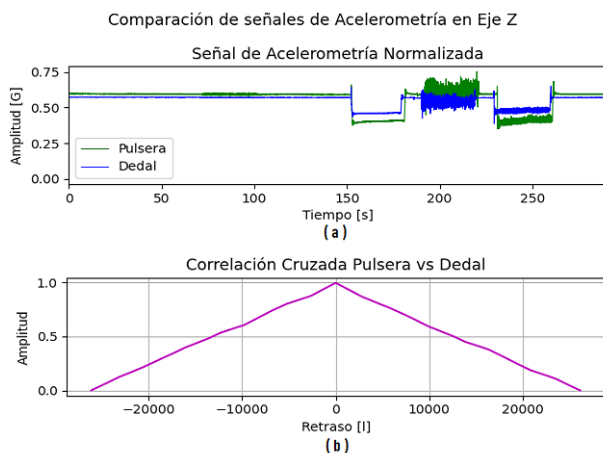


Fig. 2. Comparación de la visualización (a) y correlación cruzada normalizada [0,1] (b) entre las señales en el eje Z de SD y SM de uno de los tres sujetos de prueba.

Adicionalmente el propósito del dispositivo era evaluar las señales de ACC adquiridas desde la muñeca, la Fig. 2a muestra la visualización de las señales adquiridas con ambos dispositivos para el eje Z de un voluntario (hombre sano, 27 años) que realizó el protocolo con el brazo izquierdo para probar el dispositivo.

Se puede observar que las señales de ACC adquiridas en el dedo (SD) y las señales de ACC adquiridas en la muñeca (SM) son visualmente comparables, a pesar de que la amplitud de SD es mayor a la de SM ya que se produce un mayor movimiento en el dedo que en la muñeca. En esta figura es posible observar que no hay cambios significativos de la señal de ACC en SD ni en SM (de 0 s a 140 s) debido a que durante ese periodo se realizaron la maniobra C, y todas las maniobras activas realizadas con el brazo derecho (DE, DDN y DIP).

Los cambios en las señales de ACC de ambos dispositivos aparecen en los intervalos 150 s a 180 s, 190 s a 220 s y 230 s a 260 s que corresponden a las maniobras activas realizadas con el brazo izquierdo, es decir IE, IDN, IIP respectivamente.

Por otro lado, la Fig. 2b muestra el valor de correlación cruzada $\rho_{xy}(l)$ para comparar la similitud entre las señales adquiridas con ambos dispositivos, en donde es posible apreciar que el valor máximo de correlación de 0.9957 sucede cuando $l = 0$, lo que indica que los dispositivos entregan señales muy similares. Esto se cumple para las adquisiciones de los tres sujetos adquiridos en este trabajo en donde el promedio de las tres adquisiciones de $\overline{\rho_{xy}(0)} = 0.9953$.

La Fig. 3 corresponde al espectrograma de las señales, de igual manera se aprecia que SD y SM son comparables, pues ambas muestran las zonas de mayor energía en valores cercanos a 1.5 Hz y a 4 Hz, que corresponden a los intervalos de tiempo de IDN (190 s a 220 s) e IIP (230 s a 260 s).

Es importante mencionar que los primeros y últimos 5 segundos de cada maniobra no se tomaron en cuenta en el análisis para evitar distorsiones debido a los cambios de posición.

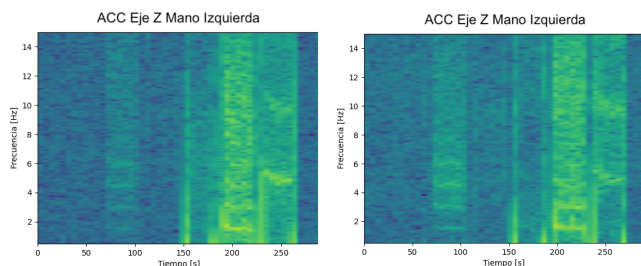


Fig. 3. Comparación del espectrograma en el eje Z de SD (izquierda) y SM (derecha).

IV. DISCUSIÓN

El dispositivo de adquisición de señales de ACC propuesto en este trabajo, el cual se coloca en la muñeca, es funcional, de fácil colocación y más cómodo comparado con el dispositivo en forma de dedal realizado por el equipo de trabajo. El pequeño tamaño del dispositivo permitió sujetarlo con una correa de reloj NATO lo cual facilita su colocación sin importar el tamaño de la muñeca, y fue posible realizar las maniobras del protocolo clínico sin ningún problema. La colocación del dispositivo en la muñeca parece prometedora, ya que los resultados encontrados muestran una alta correlación (0.9953) entre las señales de los dos dispositivos comparados en este trabajo (SD y SM), lo que comprueba que ambas adquisiciones son comparables independientemente de que los sensores de ACC están colocados en diferentes lugares en las extremidades superiores, sin embargo, al tratarse de una prueba de concepto aún se requiere evaluar el dispositivo en diferentes circunstancias para verificar la alta correlación entre SD y SM.

La posición en la que se colocaron en las extremidades superiores es la razón de que la amplitud de SM sea menor a la de SD para las maniobras del protocolo estudiado. A pesar de estas diferencias de amplitudes, los espectrogramas presentados en la Fig. 3 muestran que la información en frecuencia de ambas señales también es similar, lo que sugiere la posibilidad de distinguir información en el dominio de la frecuencia de TP y TE. Lo anterior se puede considerar evidencia de que la colocación del sensor de acelerometría en la muñeca podría impactar positivamente al diseño de futuros dispositivos del equipo de trabajo, ya que la muñeca cuenta con una superficie de trabajo mayor y facilita la colocación del dispositivo de adquisición. Es importante mencionar que únicamente se realizó el protocolo con sujetos sanos, razón por la cual no existen alteraciones en el rango de frecuencias de TP y TE. Por lo tanto, es necesario realizar pruebas con pacientes diagnosticados con EP y TE para corroborar el buen desempeño del dispositivo propuesto.

V. CONCLUSIONES

El dispositivo implementado para adquisición de señales de ACC en la muñeca permite realizar la adquisición de forma inalámbrica y cómoda durante el protocolo clínico

establecido. La prueba de concepto realizada en este trabajo en donde se compararon las señales de ACC adquiridas en el dedo y la muñeca mostró que las SM y SD son comparables, por lo que el análisis de las SM podría brindar información que ayude al diagnóstico oportuno de la EP. Como trabajo futuro, se tiene contemplado realizar el protocolo clínico en una población mayor que incluya pacientes diagnosticados con EP, TE y sujetos sanos, con el fin de evaluar el dispositivo en diferentes circunstancias que simulen el uso del dispositivo en ámbito clínico, y corroborar su buen funcionamiento. Además, se continuará con actualizaciones al hardware del dispositivo y diseñar una Placa de Circuito Impreso (PCB) propia, así como diseñar una carcasa adaptada a una correa NATO.

REFERENCIAS

- [1] J. Shahed y J. Jankovic, "Exploring the relationship between essential tremor and Parkinson's disease", *Parkinsonism Relat. Disord.*, vol. 13, núm. 2, pp. 67–76, mar. 2007, doi: 10.1016/j.parkreidis.2006.05.033.
- [2] R. LeMoine, T. Mastroianni, D. Whiting, y N. Tomycz, "Movement Disorders: Parkinson's Disease and Essential Tremor—A General Perspective", en *Wearable and Wireless Systems for Healthcare II: Movement Disorder Evaluation and Deep Brain Stimulation Systems*, R. LeMoine, T. Mastroianni, D. Whiting, y N. Tomycz, Eds. Singapore: Springer Singapore, 2019, pp. 17–24. doi: 10.1007/978-981-13-5808-1_2.
- [3] G. Rigas *et al.*, "Assessment of tremor activity in the Parkinson's disease using a set of wearable sensors", *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed. Publ. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, vol. 16, núm. 3, pp. 478–487, may 2012, doi: 10.1109/TITB.2011.2182616.
- [4] J. Massano y K. P. Bhatia, "Clinical approach to Parkinson's disease: features, diagnosis, and principles of management", *Cold Spring Harb. Perspect. Med.*, vol. 2, núm. 6, pp. a008870–a008870, jun. 2012, doi: 10.1101/cshperspect.a008870.
- [5] M. J. Armstrong y M. S. Okun, "Diagnosis and Treatment of Parkinson Disease: A Review", *JAMA*, vol. 323, núm. 6, pp. 548–560, feb. 2020, doi: 10.1001/jama.2019.22360.
- [6] M. Braybrook, S. O'Connor, P. Churchward, T. Perera, P. Farzanehfar, y M. Horne, "An Ambulatory Tremor Score for Parkinson's Disease", *J. Park. Dis.*, vol. 6, núm. 4, pp. 723–731, oct. 2016, doi: 10.3233/JPD-160898.
- [7] E. M. J. van Brummelen *et al.*, "Quantification of tremor using consumer product accelerometry is feasible in patients with essential tremor and Parkinson's disease: a comparative study", *J. Clin. Mov. Disord.*, vol. 7, p. 4, abr. 2020, doi: 10.1186/s40734-020-00086-7.
- [8] E. Gomez-Castro, A. R. Mejía-Rodríguez, G. Dorantes-Méndez, y I. Rodríguez-Leyva, "Sistema de Adquisición y Caracterización de Temblor de la Enfermedad de Parkinson en Extremidades Superiores Mediante Acelerometría.", *Mem. Congr. Nac. Ing. Bioméd.*, vol. 4, núm. 1, pp. 437–440, sep. 2017.
- [9] R. Soto Domínguez, G. Dorantes Méndez, y A. R. Mejía Rodríguez, "Upper Limbs Triaxial Accelerometry Signal Acquisition System for Parkinson's Disease Tremor Study", *Mem. Congr. Nac. Ing. Bioméd.*, vol. 7, núm. 1, pp. 359–367, 2020.
- [10] P. A. Stack-Sánchez, G. Dorantes-Méndez, y A. R. Mejía Rodríguez, "Caracterización del Temblor Parkinsoniano mediante Dimensión Fractal en Señales de Acelerometría", *Mem. Congr. Nac. Ing. Bioméd.*, vol. 5, núm. 1, pp. 190–193, oct. 2018.
- [11] "MPU-6000-Register-Map1.pdf". Consultado: jul. 21, 2021. [En línea]. Disponible en: <https://invensense.tdk.com/wp-content/uploads/2015/02/MPU-6000-Register-Map1.pdf>
- [12] T. Derrick y J. Thomas, "Time Series Analysis: The Cross-Correlation Function", *Innov. Anal. Hum. Mov.*, vol. Chapter 7, pp. 189–205, ene. 2004.
- [13] L. Cohen, *Time-frequency analysis / Leon Cohen*. Englewood Cliffs, N.J.: Prentice Hall PTR, 1995.